



IRW

Please type a plus sign (+) inside this box → ☐

PTO/SB/21 (08-00)

Approved for use through 10/31/2002. OMB 0651-0031

U.S. Patent and Trademark Office: U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE

Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it displays a valid OMB control number.

<b>TRANSMITTAL FORM</b>  <i>(to be used for all correspondence after initial filing)</i>	<b>Application Number</b>	10/800,714	
	<b>Filing Date</b>	March 16, 2004	
	<b>First Named Inventor</b>	Takahito ONO et al.	
	<b>Group Art Unit</b>	3736	
	<b>Examiner Name</b>	Unassigned	
<b>Total Number of Pages in This Submission</b>		<b>Attorney Docket Number</b>	40072-0006

ENCLOSURES (check all that apply)				
<input type="checkbox"/> Fee Transmittal Form  <input type="checkbox"/> Fee Attached  <input type="checkbox"/> Amendment / Response  <input type="checkbox"/> After Final  <input type="checkbox"/> Affidavits/declaration(s)  <input type="checkbox"/> Extension of Time Request  <input type="checkbox"/> Express Abandonment Request  <input type="checkbox"/> Information Disclosure Statement <input checked="" type="checkbox"/> Certified Copy of Priority Document(s) <input type="checkbox"/> Response to Missing Parts/Incomplete Application  <input type="checkbox"/> Response to Missing Parts under 37 CFR 1.52 or 1.53	<input type="checkbox"/> Assignment Papers (for an Application)  <input type="checkbox"/> Drawing(s)  <input type="checkbox"/> Licensing-related Papers  <input type="checkbox"/> Petition <input type="checkbox"/> Petition to Convert to a Provisional Application  <input type="checkbox"/> Power of Attorney, Revocation Change of Correspondence Address  <input type="checkbox"/> Terminal Disclaimer <input type="checkbox"/> Request for Refund <input type="checkbox"/> CD, Number of CD(s) _____	<input type="checkbox"/> After Allowance Communication to Group  <input type="checkbox"/> Appeal Communication to Board of Appeals and Interferences  <input type="checkbox"/> Appeal Communication to Group (Appeal Notice, Brief, Reply Brief)  <input type="checkbox"/> Proprietary Information  <input type="checkbox"/> Status Letter  <input type="checkbox"/> Other Enclosure(s) (please identify below):		
<table border="1"><tr><td>Remarks</td><td></td></tr></table>			Remarks	
Remarks				

SIGNATURE OF APPLICANT, ATTORNEY, OR AGENT	
Firm or Individual name	Johnny A. Kumar, Reg. No. 34,649, Customer No. 26633
Signature	
Date	June 24, 2004

CERTIFICATE OF MAILING			
I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Assistant Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231 on this date: <input type="text"/>			
Typed or printed name			
Signature		Date	



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Attorney Docket No.: 40072-0006

Applicant: Takahito ONO et al.

Confirmation No. 1024

Appl. No.: 10/800,714

Examiner: Unassigned

Filing Date: March 16, 2004

Art Unit: 3736

Title: SLEEP APNEA SYNDROME DIAGNOSING DEVICE AND SIGNAL ANALYZER, AND METHODS THEREOF

**CLAIM FOR CONVENTION PRIORITY**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application filed in the following foreign country is hereby requested, and the right of priority provided in 35 U.S.C. § 119 is hereby claimed. In support of this claim, filed herewith is a certified copy of said original foreign application:

**Japanese Patent Application No. 2003-298401 filed August 22, 2003**

Respectfully submitted,

Date: 6/24/04

HELLER EHRMAN WHITE &  
MCAULIFFE  
1666 K Street, N.W., Suite 300  
Washington, DC 20006  
Telephone: (202) 912-2000  
Facsimile: (202) 912-2020

By Johnny A. Kumar  
Johnny A. Kumar

Attorney for Applicant  
Registration No. 34,649  
Customer No. 26633

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日  
Date of Application: 2 0 0 3 年 8 月 2 2 日

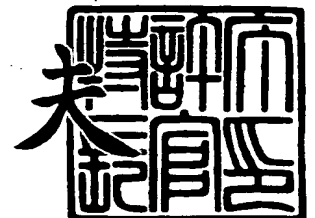
出 願 番 号  
Application Number: 特 願 2 0 0 3 - 2 9 8 4 0 1  
[ST. 10/C]: [ J P 2 0 0 3 - 2 9 8 4 0 1 ]

出 願 人  
Applicant(s): 株式会社サトー

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

2 0 0 4 年 4 月 2 7 日

今 井 康 夫



【書類名】 特許願  
【整理番号】 14235701  
【特記事項】 特許法第 3 0 条第 1 項の規定の適用を受けようとする特許出願  
【提出日】 平成15年 8月22日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 G06F 11/22  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都品川区西大井 4 - 3 - 4  
    【氏名】 小 野 隆 彦  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都世田谷区代田 5 - 2 2 - 6   フジフラット B  
    【氏名】 横 田 考 俊  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都練馬区氷川台 4 - 5 4 - 2 0  
    【氏名】 矢 野 博 夫  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000130581  
    【住所又は居所】 東京都渋谷区恵比寿 4 丁目 9 番 1 0 号  
    【氏名又は名称】 株式会社 サトー  
【代理人】  
    【識別番号】 100075812  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 吉 武 賢 次  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100088889  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 橘 谷 英 俊  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100082991  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 佐 藤 泰 和  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100096921  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 吉 元 弘  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100103263  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 川 崎 康  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100107582  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 関 根 毅  
【手数料の表示】  
    【予納台帳番号】 087654  
    【納付金額】 21,000円  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 特許請求の範囲 1  
    【物件名】 明細書 1  
    【物件名】 図面 1

【物件名】

要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

いびき音を収集する、いびき音収集手段と、  
収集したいびき音を保持する、いびき音保持手段と、  
前記いびき音保持手段に保持されているいびき音の時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルのいびき音と、この1つのサイクルの次のサイクルのいびき音との間の相関係数を順次算出する相関係数算出手段と、  
前記相関係数算出手段で算出した相関係数を出力する、出力手段と、  
を備えることを特徴とする睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 2】**

前記相関係数算出手段は、  
いびき音の時間軸に対して、前記サイクルの長さより長い、第1の長さの基準データ移動区間を設定する、基準データ移動区間設定手段と、  
いびき音の時間軸に対して、前記サイクルの長さより長い、第2の長さの比較データ移動区間を、前記基準データ移動区間よりも第1の所定期間ずらして設定する、比較データ移動区間設定手段と、  
前記基準データ移動区間内を第2の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルと、前記比較データ移動区間内を第3の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルとの組み合わせについて、それぞれ、相関係数を算出する、組み合わせ算出手段と、  
前記組み合わせ算出手段で算出された相関係数に基づいて、代表値を抽出する、代表値抽出手段と、  
を備えることを特徴とする請求項1に記載の睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 3】**

前記組み合わせ算出手段は、前記基準データ移動区間内を第2の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルと、前記比較データ移動区間内を第3の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルとのすべての組み合わせについて、相関係数を算出する、ことを特徴とする請求項2に記載の睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 4】**

前記代表値抽出手段は、前記組み合わせ算出手段で算出された相関係数のうち、最大値のものを、代表値として抽出することを特徴とする請求項2又は請求項3に記載の睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 5】**

前記第2の所定期間、及び、前記第3の所定期間は、前記いびき音保持手段に保持されているいびき音のデータサンプリング周期と一致している、ことを特徴とする請求項2乃至請求項4のいずれかに記載の睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 6】**

前記出力手段は、前記算出手段で算出した相関係数をグラフとして出力することを特徴とする請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の睡眠時無呼吸症候群診断装置。

**【請求項 7】**

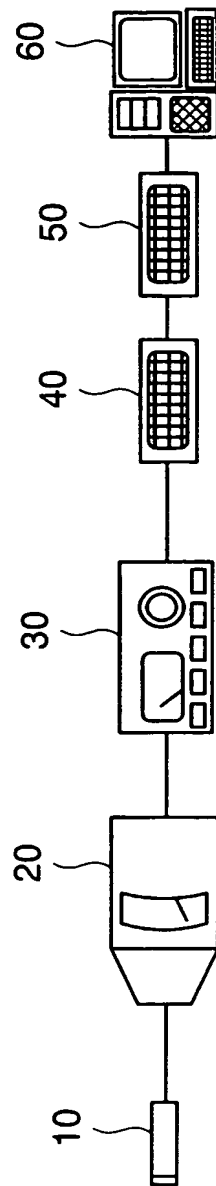
不規則な周期性のある信号データを保持する、信号データ保持手段と、  
前記信号データ保持手段に保持されている信号データの時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルの信号データと、この1つのサイクルの次のサイクルの信号データとの間の相関係数を順次算出する相関係数算出手段と、  
前記相関係数算出手段で算出した相関係数を出力する、出力手段と、  
を備えることを特徴とする信号解析装置。

**【請求項 8】**

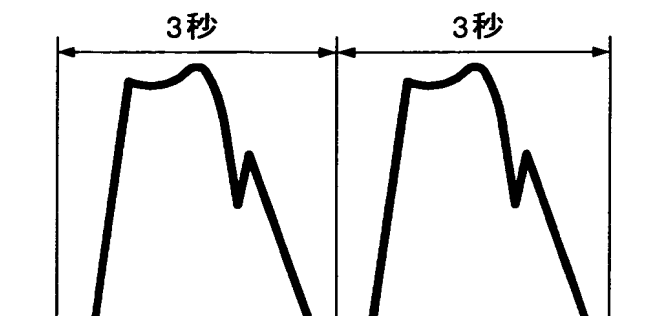
不規則な周期性のある信号データを収集して、信号データ保持手段に保持させるステップと、

前記信号データ保持手段に保持されている信号データの時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルの信号データと、この1つのサイクルの次のサイクルの信号データ

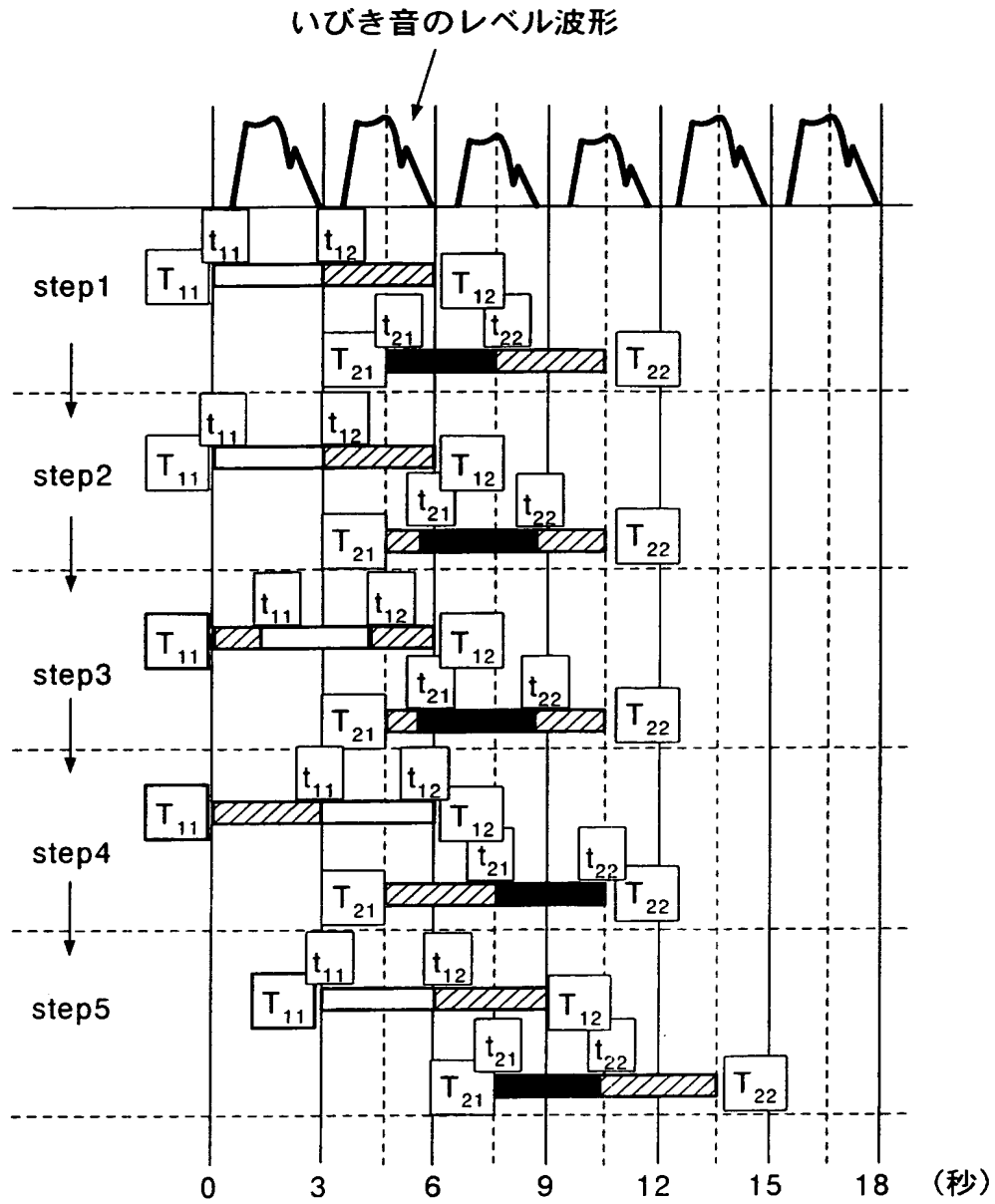
【書類名】 図面  
【図 1】



【図 2】

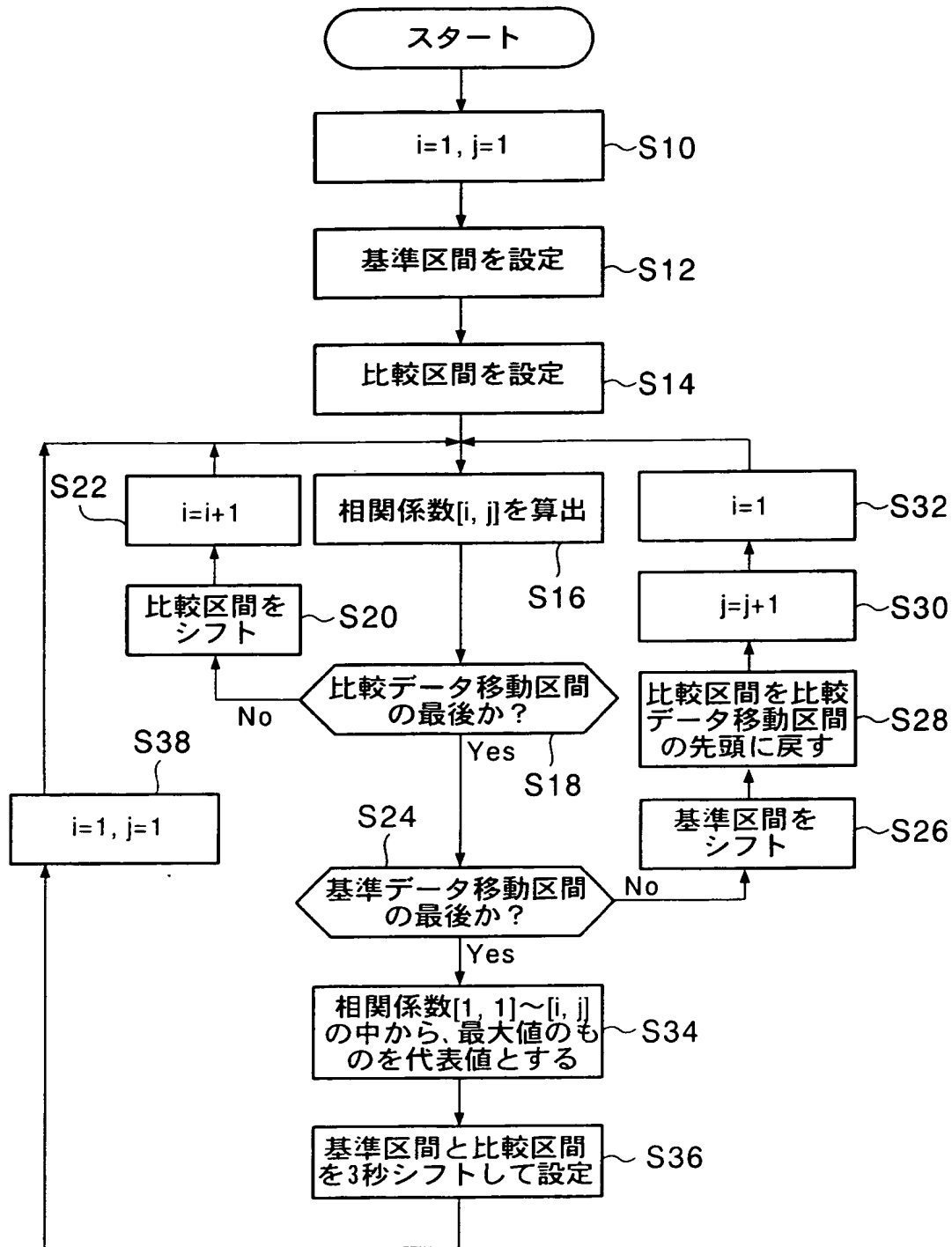


【図 3】

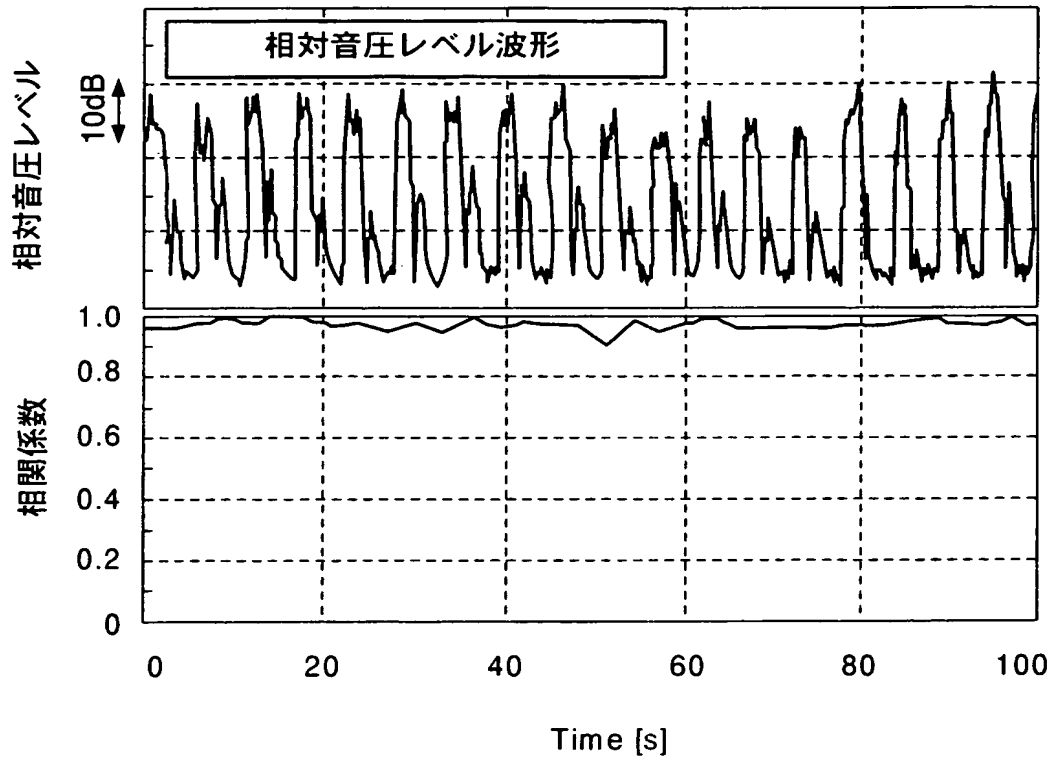




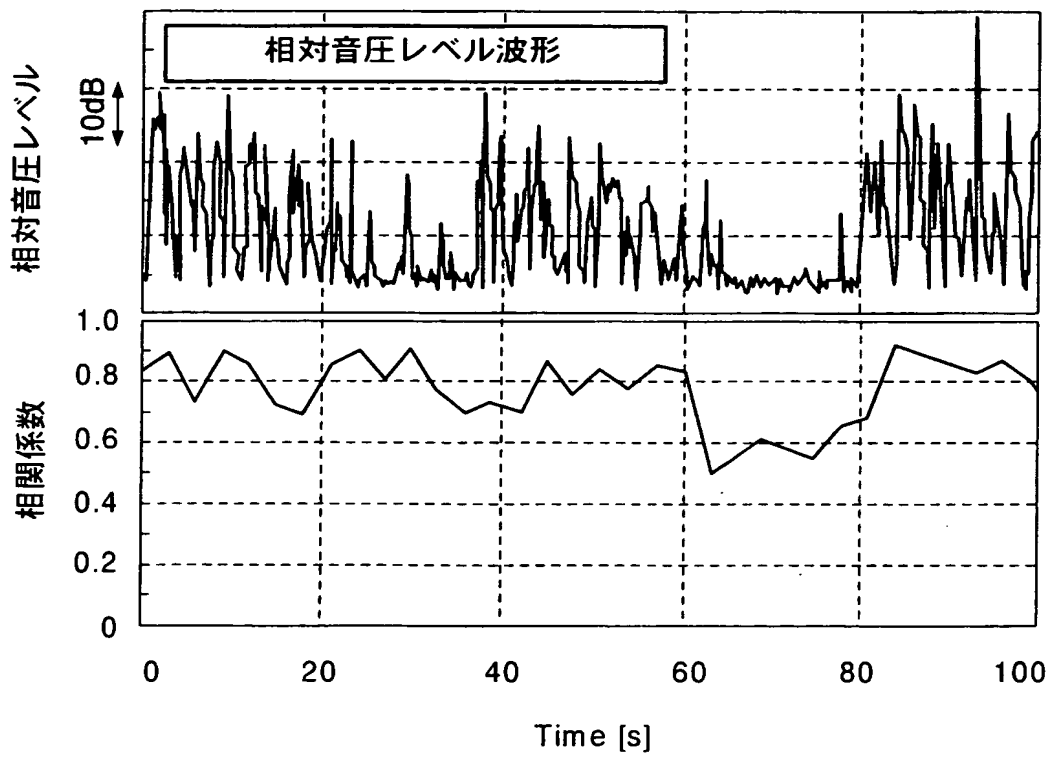
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 睡眠時無呼吸症候群を診断する装置を提供する。

【解決手段】 呼吸に伴ういびき音を収集し、一般的な人の呼吸の 1 サイクルに相当する長さの時間窓で波形を順次、切り出す。そして、ある 1 つのサイクルとその次のサイクルのいびき音の波形の相関係数を順次算出する。もし、いびき音が呼吸のサイクルに伴って定常的に繰り返されているのであれば、求めた相関係数の値は 1 に極めて近い数値を示しながら推移することとなる。一方、低呼吸や無呼吸が始まって、いびき音が非定常なものになれば、その時点で相関係数の値は急激に低下する。このため、睡眠時無呼吸症候群診断装置により、いびき音の変化を相関係数の値で、定常的に把握することができるようになる。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 2 9 8 4 0 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 3 0 5 8 1 ]

1. 変更年月日

2 0 0 3 年 4 月 4 日

[変更理由]

住所変更

住 所

東京都渋谷区恵比寿4丁目9番10号

氏 名

株式会社サトー

との間の相関係数を順次算出するステップと、  
前記算出した相関係数を出力するステップと、  
を備えることを特徴とする信号解析方法。

**【書類名】明細書****【発明の名称】睡眠時無呼吸症候群診断装置、並びに、信号解析装置及びその方法****【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、睡眠時無呼吸症候群診断装置、並びに、信号解析装置及びその方法に関する。

**【背景技術】****【0 0 0 2】**

睡眠時無呼吸症候群の患者は日本全体で2万人程度は存在すると言われている。この患者が睡眠時無呼吸症候群であるかどうかを調べるには、例えば、特開平5-200031号公報（特許文献1）に開示されているように、患者の手足や腹部などの各所に、複数の異なったセンサを取り付けて、検査をしなければならなかった。

**【0 0 0 3】**

また、このようにして収集した検査結果を、異なる専門の医師が解析する必要があり、しかも最終的には、この異なる専門の医師の解析結果を持ち寄って、睡眠時無呼吸症候群であるかどうかの結論を出さなければならなかった。

【特許文献1】特開平5-200031号公報

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 4】**

このことから分かるように、従来の検査方法では、患者の体に複数のセンサを取り付ける必要があり、患者にとって検査に要する準備が面倒であるという問題があった。しかも、このセンサの数は、通常、20個以上必要であり、数多くのセンサを取り付けるため、医師から患者に対する検査のための説明や指導も複雑であった。

**【0 0 0 5】**

しかも、測定後には、複数の異なる専門の医師が、検査結果を解析しなければならず、多くの時間と費用が必要となるという問題もあった。特に、収集した検査結果の解析には、多くの時間が必要となるため、簡易な方法で一時的なスクリーニングができる手法の開発が望まれていた。すなわち、簡易な方法で、多くの患者に対して、睡眠時無呼吸症候群であるかどうかの一時選別を行い、疑わしい場合にのみ、より詳細な検査を行うような手法の開発が望まれていた。特に、日本国内にも多くの潜在的な患者が存在すると考えられていることから、このスクリーニング手法の開発は急務であると考えられていた。

**【0 0 0 6】**

そこで本発明は、前記課題に鑑みてなされたものであり、睡眠時無呼吸症候群診断装置、並びに、信号解析装置及びその方法を提供することを目的とする。

**【課題を解決するための手段】****【0 0 0 7】**

上記課題を解決するため、本発明に係る睡眠時無呼吸症候群診断装置は、いびき音を収集する、いびき音収集手段と、収集したいびき音を保持する、いびき音保持手段と、前記いびき音保持手段に保持されているいびき音の時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルのいびき音と、この1つのサイクルの次のサイクルのいびき音との間の相関係数を順次算出する相関係数算出手段と、前記相関係数算出手段で算出した相関係数を出力する、出力手段と、を備えることを特徴とする。

**【0 0 0 8】**

この場合、前記相関係数算出手段は、いびき音の時間軸に対して、前記サイクルの長さより長い、第1の長さの基準データ移動区間を設定する、基準データ移動区間設定手段と、いびき音の時間軸に対して、前記サイクルの長さより長い、第2の長さの比較データ移動区間を、前記基準データ移動区間よりも第1の所定期間ずらして設定する、比較データ移動区間設定手段と、前記基準データ移動区間内を第2の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルと、前記比較データ移動区間内を第3の所定期間シフトすることによ

り設定されるサイクルとの組み合わせについて、それぞれ、相関係数を算出する、組み合わせ算出手段と、前記組み合わせ算出手段で算出された相関係数に基づいて、代表値を抽出する、代表値抽出手段と、を備えるようにしてもよい。

#### 【0009】

この場合、前記組み合わせ算出手段は、前記基準データ移動区間内を第2の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルと、前記比較データ移動区間内を第3の所定期間シフトすることにより設定されるサイクルとのすべての組み合わせについて、相関係数を算出するようにしてもよい。

#### 【0010】

また、前記代表値抽出手段は、前記組み合わせ算出手段で算出された相関係数のうち、最大値のものを、代表値として抽出するようにしてもよい。

#### 【0011】

また、前記第2の所定期間、及び、前記第3の所定期間は、前記いびき音保持手段に保持されているいびき音のデータサンプリング周期と一致しているようにしてもよい。

#### 【0012】

また、前記出力手段は、前記算出手段で算出した相関係数をグラフとして出力するようにしてもよい。

#### 【0013】

本発明に係る信号解析装置は、不規則な周期性のある信号データを保持する、信号データ保持手段と、前記信号データ保持手段に保持されている信号データの時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルの信号データと、この1つのサイクルの次のサイクルの信号データとの間の相関係数を順次算出する相関係数算出手段と、前記相関係数算出手段で算出した相関係数を出力する、出力手段と、を備えることを特徴とする。

#### 【0014】

本発明に係る信号解析方法は、不規則な周期性のある信号データを収集して、信号データ保持手段に保持させるステップと、前記信号データ保持手段に保持されている信号データの時間軸を複数のサイクルに区分して、1つのサイクルの信号データと、この1つのサイクルの次のサイクルの信号データとの間の相関係数を順次算出するステップと、前記算出した相関係数を出力するステップと、を備えることを特徴とする。

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

本発明によれば、睡眠時無呼吸症候群の診断に要する手間を省くことができ、費用を低減することができる。また、本発明によれば、不規則な規則性を有する信号データの解析を効率的に行うことができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0016】

睡眠時無呼吸症候群の患者は、そのほとんどがいびきを掻く。そのいびき音は、普通に呼吸が行われているときは定常的なものであるが、低呼吸の際、若しくは、無呼吸の際には、非定常となる。このため、専門医若しくは臨床検査技師は、このいびき音の変化を聴覚によって捉えて、患者が睡眠時無呼吸症候群であるかどうかを判断している。そこで、本実施形態においては、このいびき音の変化を定量的に解析しようとするものである。より詳しくを、以下に説明する。

#### 【0017】

図1は、本実施形態に係る睡眠時無呼吸症候群診断装置の構成の一例を示す図である。この図1に示すように、本実施形態に係る睡眠時無呼吸症候群診断装置は、マイクロホン10と、アンプ20と、ローパスフィルタ30と、アナログデジタル変換器40と、デジタルI/O50と、コンピュータ60とを備えて構成されている。

#### 【0018】

マイクロホン10は、睡眠中の患者のいびき音を収集し、アナログ電気信号に変換する。このアナログ電気信号は、アンプ20に入力される。アンプ20に入力されたいびき音

のアナログ電気信号は、増幅されて、ローパスフィルタ 30 に入力される。ローパスフィルタ 30 に入力されたアナログ電気信号は、高周波領域（ノイズ）が除去されて、アナログデジタル変換器 40 に入力される。

#### 【0019】

アナログデジタル変換器 40 では、いびき音のアナログ電気信号がデジタル信号に変換され、デジタル I/O 50 に入力される。デジタル I/O 50 から入力されたデジタル信号は、コンピュータ 60 に入力されてデータ保持されるとともに、この保持されたデータに基づいて、いびき音の解析が行われる。そして、この解析結果がディスプレイに表示されたり、プリンタから出力されたりする。

#### 【0020】

次に、コンピュータ 60 で行われるいびき音の解析手法について説明する。呼吸に伴ういびき音は、呼吸のサイクルに同期して、毎回定常的に発生する。そこで、収集したいびき音を 125 ms 毎に平均して音圧レベルを求めた後、図 2 に示すように、一般的な人の呼吸の 1 サイクル（約 3 秒）に相当する長さの時間窓で波形を切り出し、これを基準側のデータとする。すなわち、本実施形態においては、125 ms がいびき音のサンプリング周期となっている。

#### 【0021】

続いて、その波形に隣り合う呼吸 1 サイクル長の波形も同じように切り出して、比較側のデータとする。そして、これら基準側のデータと比較側のデータとの間の相関係数を求める。このような演算を、いびき音の時間軸に沿って繰り返して行い、その結果を求めて行く。もし、いびき音が呼吸のサイクルに伴って定常的に繰り返されているのであれば、このような演算により求めた相関係数の値は 1 に極めて近い数値を示しながら推移することとなる。また、低呼吸や無呼吸が始まって、いびき音が非定常なものになれば、その時点で相関係数の値は急激に低下する。このため、いびき音の変化を相関係数の値で、定常的に把握することができるようになる。

#### 【0022】

但し、いびき音は生体信号であり、発生するタイミングには時間的なゆらぎがある。このため、毎回同じ時間窓でいびき音の時間軸を切り出して相関係数を求めても、値がばらついてしまう。この影響を排除するため、本実施形態においては、6 秒間の基準データ移動区間と、同じく 6 秒間の比較データ移動区間とを設け、3 秒間の呼吸サイクルについて互いに 125 ms ずつシフトしながらすべての組み合わせの相関係数を求めるようにする。すなわち、1 サイクルより長い基準データ移動区間を設定し、同じく 1 サイクルより長い比較データ移動区間を設定する。

#### 【0023】

図 3 は、この算出手法を詳しく説明する図である。この図 3 のステップ 1 に示すように、まず、ゼロ点となる時刻 0 秒の時点から 3 秒間の基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を設定する。この場合、6 秒間の基準データ移動区間は、時刻 0 秒 ( $T_{11}$ ) から時刻 6 秒 ( $T_{12}$ ) までの間となる。

#### 【0024】

次に、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  と 4.5 秒ずらして、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  を設定する。この場合、比較区間は時刻 4.5 秒 ( $t_{21}$ ) から時刻 7.5 秒 ( $t_{22}$ ) の間となり、比較データ移動区間は時刻 4.5 秒 ( $T_{21}$ ) から時刻 10.5 秒 ( $T_{22}$ ) の間になる。この比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  は、基準データ移動区間の後ろ 1/4 の区間と重複するように設定されている。すなわち、基準データ移動区間と比較データ移動区間とは 4 分の 1 (1.5 秒間) だけ重複している。

#### 【0025】

そして、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  のいびき音の波形と、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  のいびき音の波形との相関係数を求める。この相関係数を求めるための式は、式 (1) に示すようになる。ここでは、時刻  $t_{11}$  から時刻  $t_{12}$  の間に、 $n$  個のデータがあるものとし、時刻  $t_{21}$  から時刻  $t_{22}$  の間に、 $n$  個のデータがあるものとする。本実施形態では、 $n$



= 24 個である。そして、 $x_i$  は  $i$  番目の基準区間のデータ値を示しており、 $y_i$  は  $i$  番目の比較区間のデータ値を示している。また、 $\bar{x}$  は基準区間のデータの平均値を示しており、 $\bar{y}$  は比較区間のデータの平均値を示している。

【数 1】

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})/n}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 / n} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 / n}} \quad \dots (1)$$

【0026】

次に、ステップ 2 に示すように、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を固定したまま、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  を 125ms ずつずらしながら、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  のいびき音の波形と比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  のいびき音の波形との相関係数を順次求めていく。そして、比較データ移動区間の最後まで比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  をシフトさせて行く。すなわち、 $t_{22} = T_{22}$  となるまで、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  をずらしていく。このため、本実施形態においては、1つの基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  に対して、24 個の相関係数が算出されることとなる。なお、本実施形態においては、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  をシフトする量は、125ms であり、いびき音のサンプリング周期と一致させているが、必ずしも両者を一致させる必要はない。

【0027】

次に、ステップ 3 に示すように、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を 125ms ずつずらしながら、ステップ 2 の処理を繰り返す。すなわち、 $t_{12} = T_{12}$  となるまで、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  をずらしながら、ステップ 2 の処理を行う。このため、本実施形態においては、最終的に  $24 \times 24 = 576$  個の相関係数が算出されることとなる。ステップ 4 は、576 個の相関係数を算出した後の基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  の位置を示している。なお、本実施形態においては、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  をシフトする量は、125ms であり、いびき音のサンプリング周期と一致させているが、必ずしも両者を一致させる必要はない。

【0028】

次に、この算出された 576 個の相関係数の中から、その値が最大のものを抽出して、代表値とする。この代表値を基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  の相関係数の値として採用するとともに、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  と比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  とをともに 3 秒シフトして、ステップ 2 からステップ 4 を繰り返す。本実施形態においては、このような処理を繰り返すことにより、順次、時間軸における 1つのサイクルのいびき音とその次のサイクルのいびき音との間の相関係数を算出する。

【0029】

コンピュータ 60 が、上述した相関係数算出処理を行う場合のフローチャートを示すと、図 4 のようになる。この図 4 に示すように、まず、変数  $i$  を初期化して 1 にするとともに、変数  $j$  も初期化して 1 にする（ステップ S10）。続いて、3 秒間の基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を設定し（ステップ S12）、3 秒間の比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  を設定する（ステップ S14）。上述したように、本実施形態においては、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  から 4.5 秒ずれた位置に比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  が設定される。

【0030】

次に、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  のいびき音の波形と比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  のいびき音の波形との間の相関係数  $[i, j]$  を算出する（ステップ S16）。続いて、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  が比較データ移動区間の最後であるかどうかを判断する（ステップ S18）。比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  が比較データ移動区間の最後でない場合（ステップ S18: No）には、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  を 125ms 後ろにシフトし（ステップ S20）、変数  $i$  に 1 を加えて（ステップ S22）、上述したステップ S16 からを繰り返す。

**【0031】**

一方、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  が比較データ移動区間の最後である場合（ステップ S18: Yes）には、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  が基準データ移動区間の最後であるかどうかを判断する（ステップ S24）。基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  が基準データ移動区間の最後でない場合（ステップ S24: No）には、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  を 125ms 後ろにシフトし（ステップ S26）、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  を比較データ移動区間の先頭に戻す（ステップ S28）。そして、変数  $j$  に 1 を加え（ステップ S30）、変数  $i$  を初期化して 1 に戻して（ステップ S32）、上述したステップ S16 からを繰り返す。

**【0032】**

一方、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  が基準データ移動区間の最後である場合（ステップ S24: No）には、これまで算出した相関係数  $[1, 1] \sim [i, j]$  の中から、最大値を選択し、これを相関係数の代表値とする（ステップ S34）。

**【0033】**

次に、基準区間  $t_{11} \sim t_{12}$  の設定をステップ S12 の設定よりも 3 秒間後ろにシフトするとともに、比較区間  $t_{21} \sim t_{22}$  の設定をステップ S14 の設定よりも 3 秒間後ろにシフトする（ステップ S36）。続いて、変数  $i$  を初期化して 1 にするとともに、変数  $j$  も初期化して 1 にし（ステップ S38）、上述したステップ S16 からを繰り返す。

**【0034】**

図 5 及び図 6 は、本実施形態に係る無呼吸症候群診断装置の診断結果の一例を示すグラフである。図 5 は、呼吸が定常的に行われている場合における相対音圧レベル波形のグラフとその相関係数を示しており、図 6 は、低呼吸若しくは無呼吸の状態が生じた場合における相対音圧レベル波形のグラフとその相関係数を示している。これら図 5 及び図 6 においては、音圧レベル波形を算出する際に、いびき音のスペクトルの特徴及びいびき音を収集した室内の音響特性を考慮して、中心周波数 1 kHz において 1 オクターブのバンドパスフィルタ処理（BPF 処理）を行っている。

**【0035】**

図 5 に示すように、いびき音が呼吸とともに定常的に生じている場合には、相関係数は 1 に近い値で推移する。これに対して、図 6 に示すように、低呼吸若しくは無呼吸の状態が発生している場合は、相関係数が 1 よりも低い値で不規則な値で推移する。すなわち、図 6 においては、相対音圧レベル波形に示すように、時刻 65 秒から時刻 80 秒にいたる 15 秒間で、呼吸が停止していると思われるが、この間における相関係数の値は 0.6 程度になっており、他の時刻と比較して低いことが分かる。また、これ以外の時刻でも相関係数の値は低く、呼吸が乱れていることがわかる。

**【0036】**

以上のように、本実施形態に係る睡眠時無呼吸症候群診断装置によれば、患者のいびき音をマイクロホン 10 で収集し、これをコンピュータ 60 を用いて解析することとしたので、睡眠時無呼吸症候群の診断に要する手間を省力化し、費用を低減することができる。すなわち、収集したいびき音について、1 つのサイクルとその次のサイクルとの間の相関係数を求めることとし、これによりいびき音の乱れを数値化することができ、これまで専門医の解析に頼っていた診断を、コンピュータ 60 を用いて行うことができるようになる。

**【0037】**

また、3 秒間の基準区間に対して、これより長い 6 秒間の基準データ移動区間を設定し、3 秒間の比較区間に対して、これより長い 6 秒間の比較データ移動区間を設定するとともに、基準データ移動区間内を 125ms ずつシフトすることにより設定される基準区間と、比較データ移動区間を 125ms ずつシフトすることにより設定される比較区間とのすべての組み合わせについて、相関係数を求め、その最大値をその基準区間の相関係数として採用するようにした。このため、不規則な周期性のあるいびき音であっても、適切に時間窓を設定し、相関係数を算出することができるようになる。

**【0038】**

なお、本発明は上記実施形態に限定されず種々に変形可能である。例えば、上述した実施形態においては、コンピュータ60の解析処理結果をグラフの形で出力することとしたが、その出力形式はグラフに限るものではない。例えば、プリンタに相関係数の一覧を数値で出力するようにしてもよいし、また、0.6以下の相関係数を含む解析結果である場合に、警告をコンピュータ60のディスプレイに表示するようにしてもよい。

【0039】

また、上述した実施形態で用いた時間や長さの数値は、あくまで例示であり、この数値に限定されるものではない。また、基準データ移動区間と比較データ移動区間とは必ずしも同じ長さでなくともよいし、基準データ移動区間内の基準区間のシフト量と、比較データ移動区間内の比較区間のシフト量とは必ずしも同じ長さでなくともよい。

【0040】

また、本発明は、睡眠時無呼吸症候群の診断のみならず、他の生体音を用いた病気の診断にも適用することが可能である。例えば、心音を収集し、この心音データに対して上述した解析処理を行うことにより、不整脈等の病気を診断することができる。

【0041】

さらに、本発明の適用は、生体から取得した信号データに限られるものではなく、不規則な周期性のある信号データの解析に適用することが可能である。例えば、歯車の回転音のデータを収集し、このデータに対して上述した解析処理を行って、歯車の不良等を検出するようにしてもよい。

【0042】

また、上述の実施形態で説明したコンピュータ60の解析処理については、この解析処理を実行するためのプログラムをフレキシブルディスク、CD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory)、ROM、メモリカード等の記録媒体に記録して、記録媒体の形で頒布することが可能である。この場合、このプログラムが記録された記録媒体をコンピュータ60に読み込ませ、実行させることにより、上述した実施形態を実現することができる。

【0043】

また、コンピュータ60は、オペレーティングシステムや別のアプリケーションプログラム等の他のプログラムを備える場合がある。この場合、コンピュータ60の備える他のプログラムを活用し、記録媒体にはそのコンピュータ60が備えるプログラムの中から、上述した実施形態と同等の処理を実現するプログラムを呼び出すような命令を記録するようにしてもよい。

【0044】

さらに、このようなプログラムは、記録媒体の形ではなく、ネットワークを通じて搬送波として頒布することも可能である。ネットワーク上を搬送波の形で伝送されたプログラムは、コンピュータ60に取り込まれて、このプログラムを実行することにより上述した実施形態を実現することができる。

【0045】

また、記録媒体にプログラムを記録する際や、ネットワーク上を搬送波として伝送される際に、プログラムの暗号化や圧縮化がなされている場合がある。この場合には、これら記録媒体や搬送波からプログラムを読み込んだコンピュータ60は、そのプログラムの復号化や伸張化を行った上で、実行する必要がある。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】 本実施形態に係る睡眠時無呼吸症候群診断装置の構成の一例を説明するブロック図である。

【図2】 本実施形態において、1つのサイクルのいびき音の波形と、その次のサイクルのいびき音の波形との相関係数を算出する理論を説明する図。

【図3】 不規則な周期性のあるいびき音について相関係数を算出する本実施形態に係る手法を説明する図。

【図4】本実施形態に係るコンピュータが実行するいびき音の解析処理を説明するフローチャートを示す図。

【図5】規則的ないびき音が継続している場合における、いびき音の相対音圧レベルとその相関係数とを示すグラフ。

【図6】低呼吸若しくは無呼吸が生じている場合における、いびき音の相対音圧レベルとその相関係数とを示すグラフ。

【符号の説明】

【0047】

- 10 マイクロホン
- 20 アンプ
- 30 ローパスフィルタ
- 40 アナログデジタル変換器
- 50 デジタルIO
- 60 コンピュータ